

ANALISIS DE VARIABILIDAD DE SEÑALES CARDIOVASCULARES UTILIZANDO TECNICAS DE PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

**JULIO ENRIQUE RAMIREZ HERNANDEZ
MARIA ISABEL GUAPACHA GARCIA**

DIRECTOR : ING. EDUARDO GIRALDO



OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

- Realizar un análisis de variabilidad de señales cardiovasculares (ECG) utilizando técnicas de procesamiento digital de señales.

OBJETIVOS ESPECIFICOS:

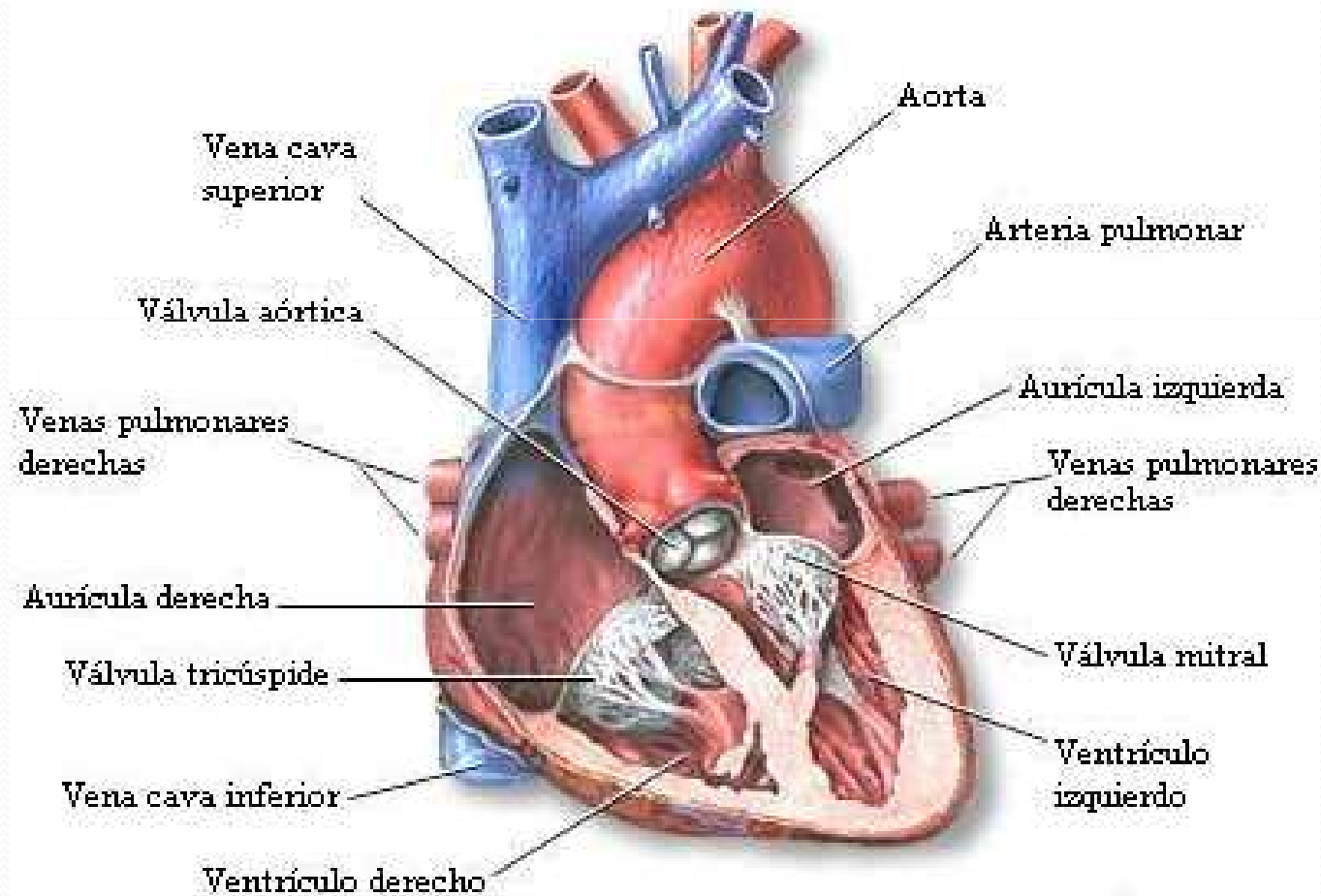
- Revisar el estado del arte en análisis de variabilidad de señales cardiovasculares.
- Realizar una revisión de las técnicas de procesamiento digital de señales que pueden ser empleadas en el análisis de la variabilidad de señales cardiovasculares.
- A partir de la evaluación del algoritmo implementado, establecer un marco comparativo con el fin de medir su desempeño y proponer ideas para futuros proyectos.



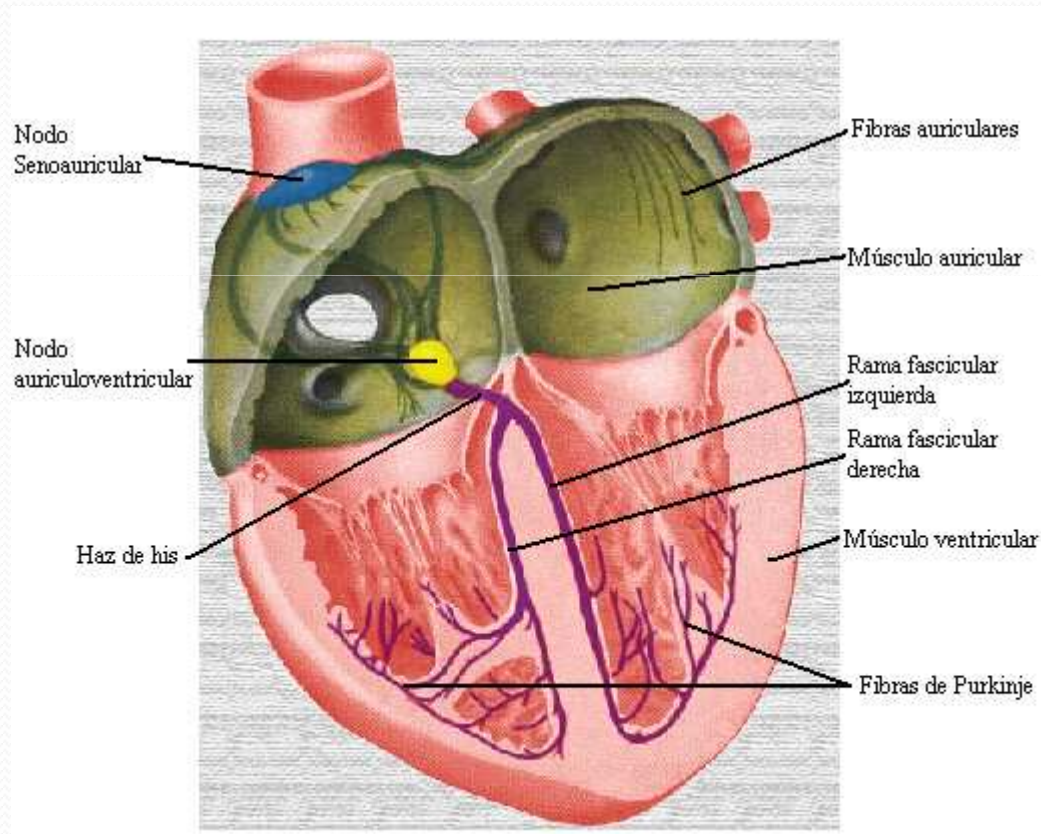
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Cada día más personas están siendo afectadas por distintas arritmias cardiacas, lo peor es que muchas de ellas no se detectan hasta que puede ser tarde. Con este estudio se busca hacer adelantos que ayuden a que las personas puedan saber si su actividad cardiaca es normal y si no lo es, pueda llegar a un control de su patología.

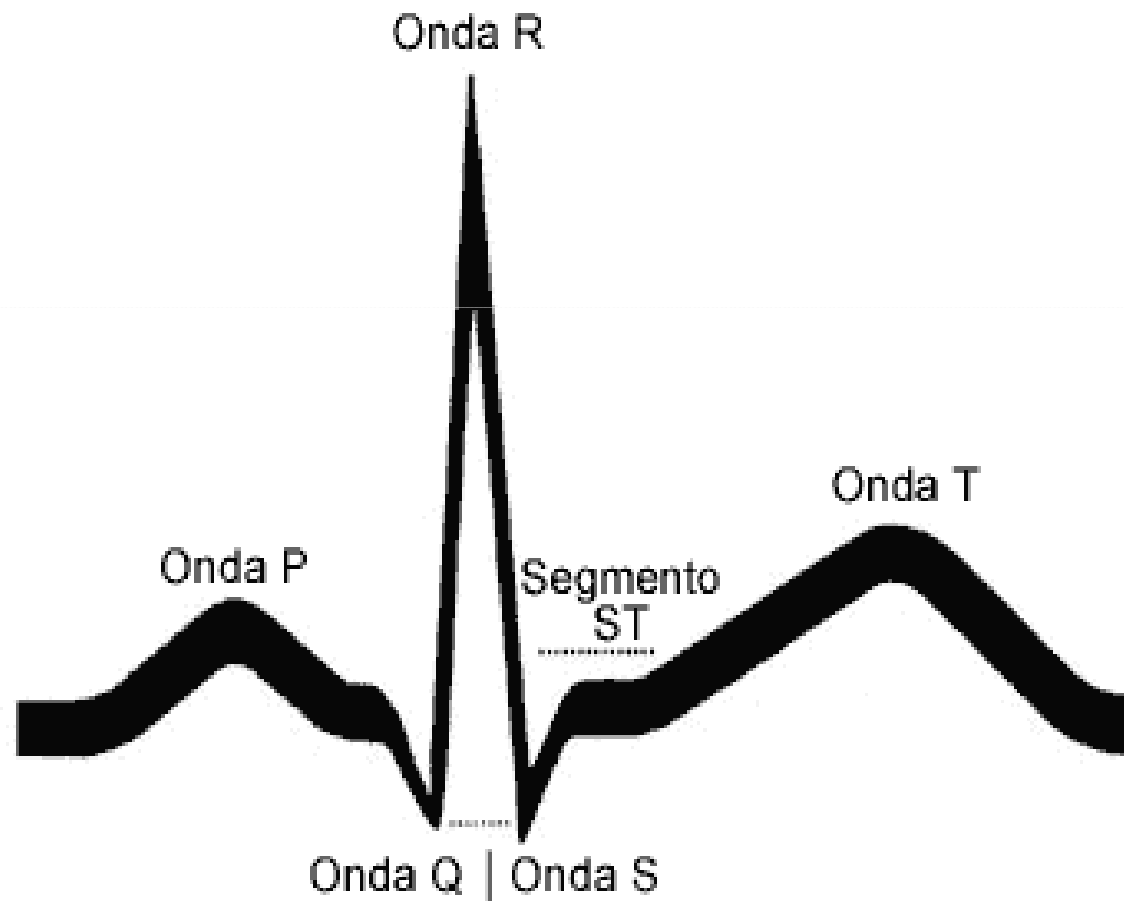
ANATOMIA DEL CORAZON



SISTEMA DE CONDUCCION CARDIACO



LATIDO CARDIACO NORMAL



INTERVALOS DE AMPLITUD Y DURACION DE LAS ONDAS DEL ECG

Inscripción	Amplitud (mV)	Duración (ms)
Onda P	< 2,5	< 100
Complejo QRS	< 25	60 – 120
Onda T	< 6	-
Intervalo RR	-	600 – 1000
Segmento ST	-	50 – 150
Intervalo PR	-	120 – 220
Intervalo QT	-	350 - 440

ARRITMIAS CARDIACAS

- **ARRITMIA SINUSAL**

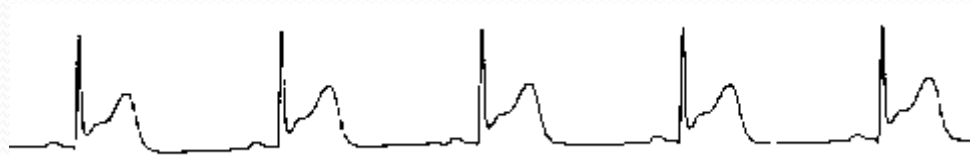


- **TAQUICARDIA SINUSAL**

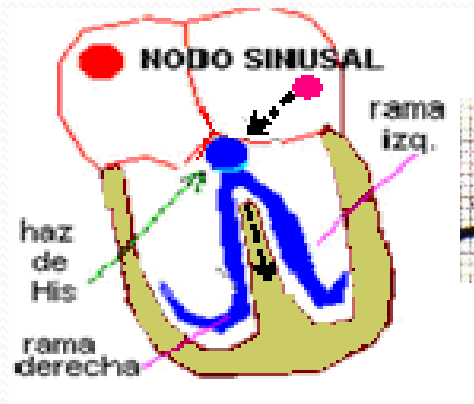


ARRITMIAS CARDIACAS

- BRADICARDIA SINUSAL

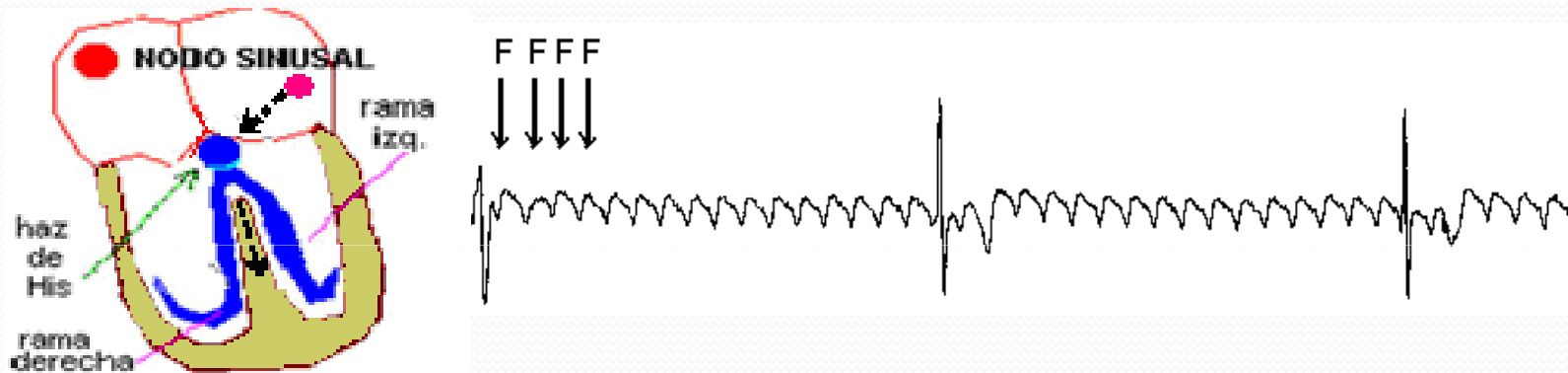


- TAQUICARDIA PAROXISTICA AURICULAR (TPA)

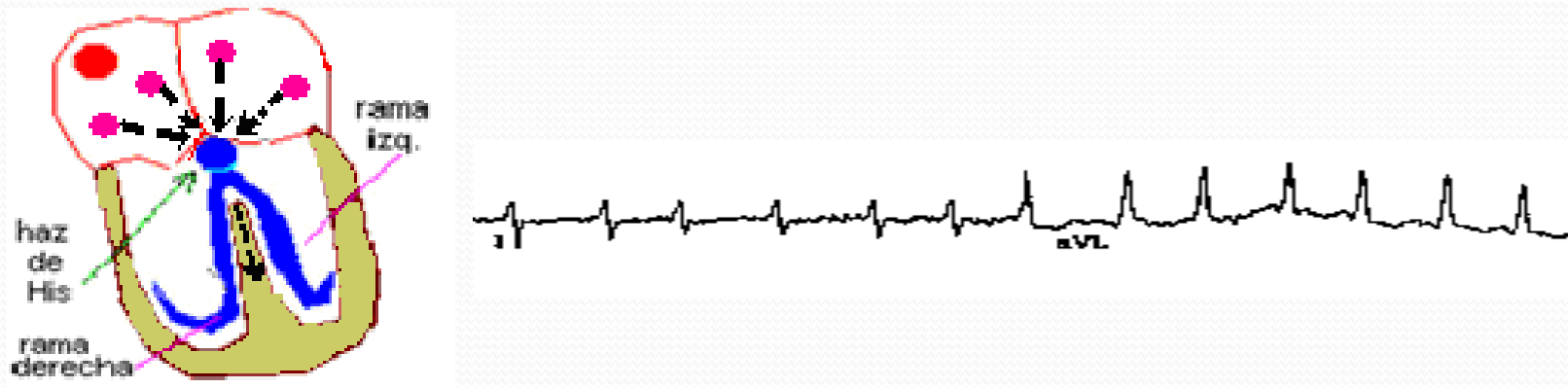


ARRITMIAS CARDIACAS

- FLUTTER AURICULAR

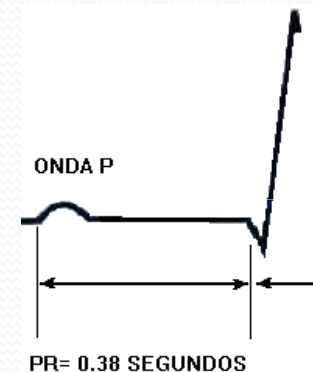
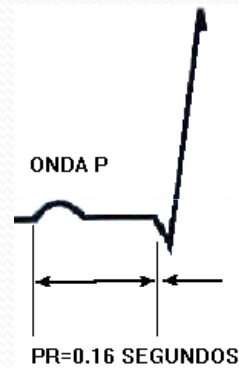
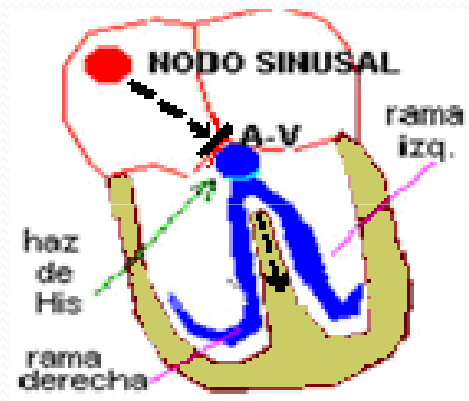


- FIBRILACION AURICULAR



ARRITMIAS CARDIACAS

- BLOQUEO AV GRADO I

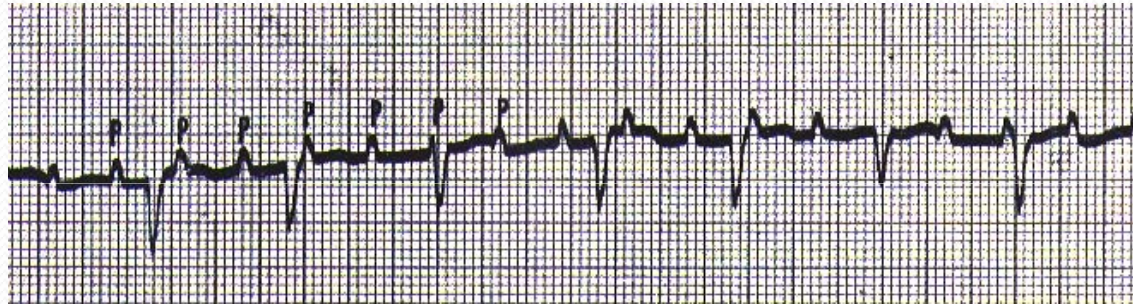


- BLOQUEO AV GRADO II

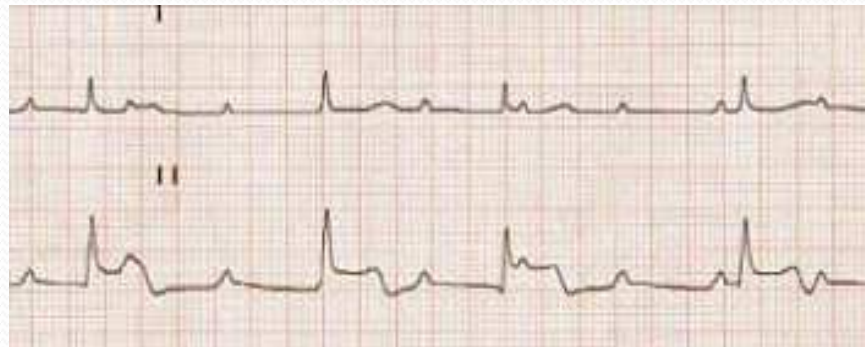


ARRITMIAS CARDIACAS

- BLOQUEO AV GRADO III

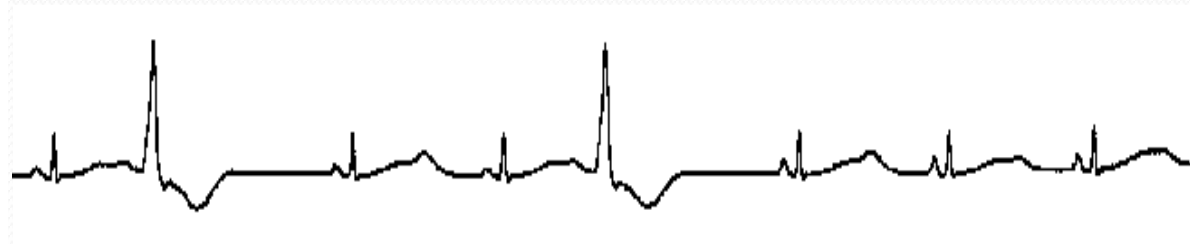
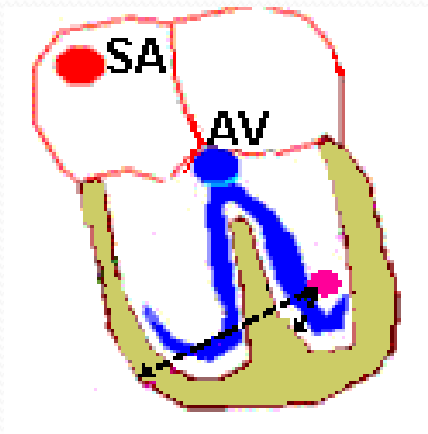


- INFARTO DEL MIOCARDIO (IM)



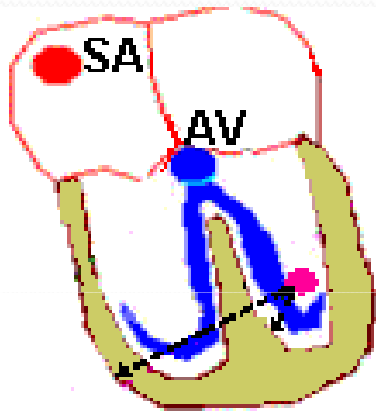
ARRITMIAS CARDIACAS

- CONTRACCIONES VENTRICULARES PREMATURAS (CVP)
- BIGEMINY VENTRICULAR
- TRIGEMINY VENTRICULAR

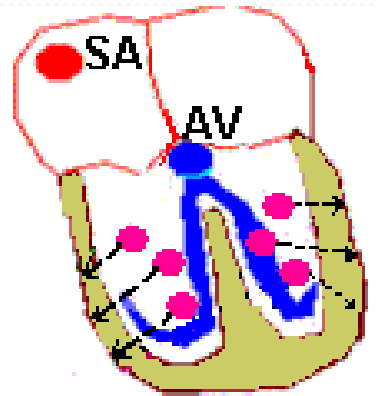


ARRITMIAS CARDIACAS

- TAQUICARDIA VENTRICULAR



- FIBRILACION VENTRICULAR





ESTADO DEL ARTE EN EL ANALISIS DE VARIABILIDAD DE SEÑALES ECG

- **ANALISIS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA**

La variabilidad del electrocardiograma ha sido estudiada extensivamente, en este tipo de análisis se efectúan análisis del espectro de frecuencia de la señal ECG y llama la atención su habilidad para exponer diferentes fuentes de fluctuaciones y su poder para ilustrar el balance de la regulación autonómica, modelos autorregresivos (AR) son también usados en este tipo de analisis como por ejemplo métodos basados en la estimación de secuencia de autocorrelación, algoritmos de predicción lineal del mínimo cuadrado y algoritmos adaptables como el recursivo medio cuadrado el cual actualiza los parámetros estimados como un nuevo dato.



ESTADO DEL ARTE EN EL ANALISIS DE VARIABILIDAD DE SEÑALES ECG

- **ANALISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO**

En este tipo de analisis existen varios parámetros ampliamente usados que presenta fluctuaciones en la variabilidad cardiaca y han puesto mas énfasis en el analisis no lineal de la variabilidad.

Las series de tiempo del intervalo RR cubren Histogramas, analisis de scattergrama (diagrama de dispersión) y calculo de varios índices estadísticos comunes como la desviación estándar y el promedio cuadrado de diferencias sucesivas.

- **ANALISIS EN EL DOMINIO TIEMPO FRECUENCIA**

La transformada de Fourier de tiempo corto (STFT) es una representación lineal tiempo-frecuencia (TFR) usada para presentar cambios en la señal que varía con el tiempo



ESTAD O DEL ARTE EN EL ANALISIS DE VARIABILIDAD DE SEÑALES ECG

- **ANALISIS WAVELET (WT)**

La transformada wavelet (WT) se define como la descomposición de la señal sobre un conjunto de funciones obtenidas de una única función prototipo llamada wavelet madre, por medio de dilataciones o contracciones (escalado) así como de desplazamientos en el tiempo.

Se definen tres tipos de WT : Continua (CWT), Discreta (DWT) y el análisis multirresolucion.

ESTAD O DEL ARTE EN EL ANALISIS DE VARIABILIDAD DE SEÑALES ECG

$$W_s f(x) = f(x) \cdot \psi_s(x) = \frac{1}{s} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \psi\left(\frac{x-t}{s}\right) \cdot dt$$

Donde $\psi_s(x)$ es el Wavelet madre y $f(x)$ es la función a estudiar.

Este algoritmo se desarrolló para detectar puntos característicos en el ECG.



ESTADO DEL ARTE EN EL ANALISIS DE VARIABILIDAD DE SEÑALES ECG

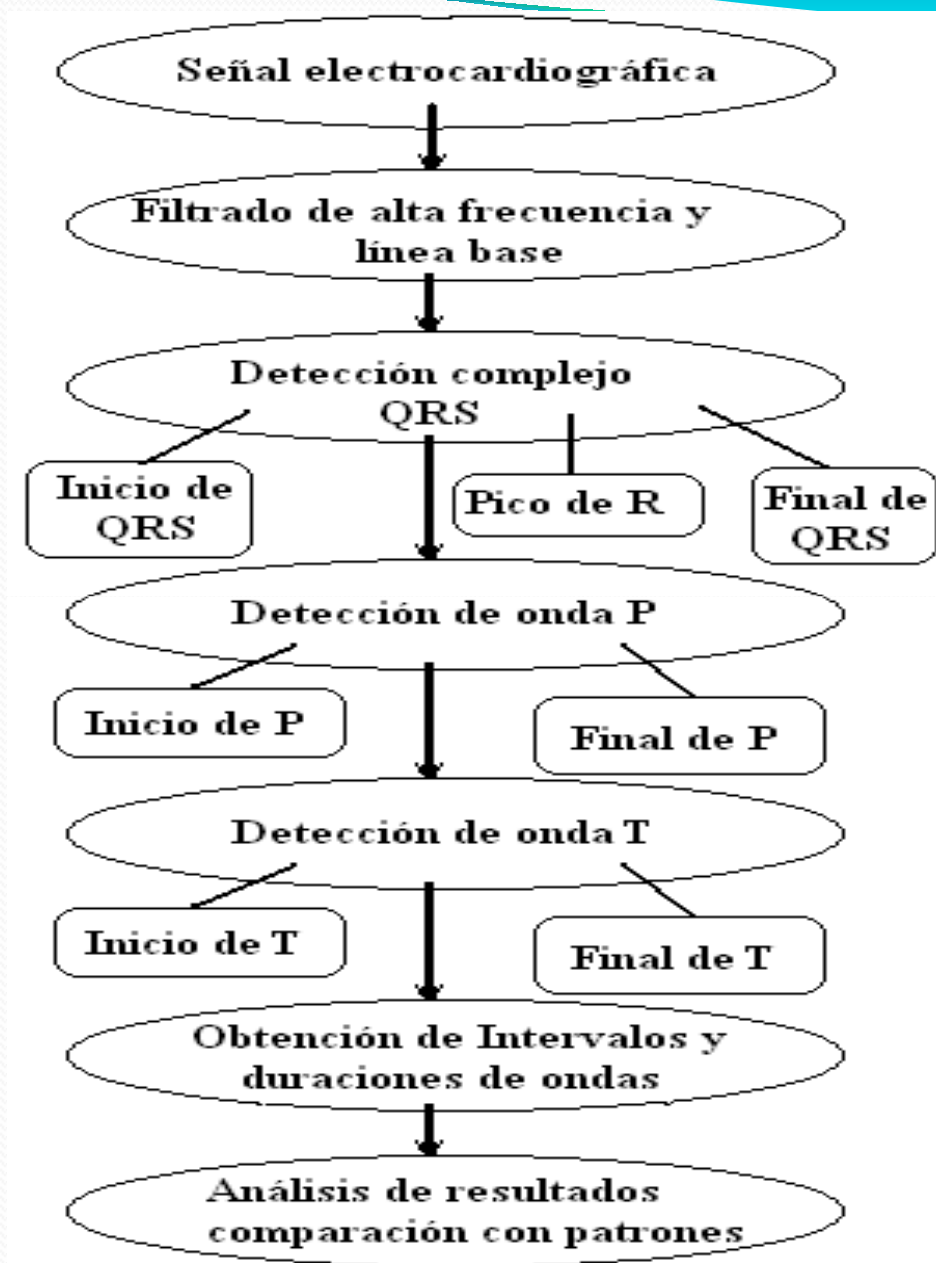
- Las técnicas de tiempo, frecuencia y tiempo frecuencia no fueron utilizadas en esta investigación debido a sus limitaciones en cuanto a robustez frente al ruido, artefactos y desviaciones de línea base. Se utilizó la transformada wavelet para la detección de ondas de ECG por su capacidad de detección de transitorios así como su robustez frente al ruido o no estacionariedades.



ALGORITMO DE DETECCION DE ONDAS ECG

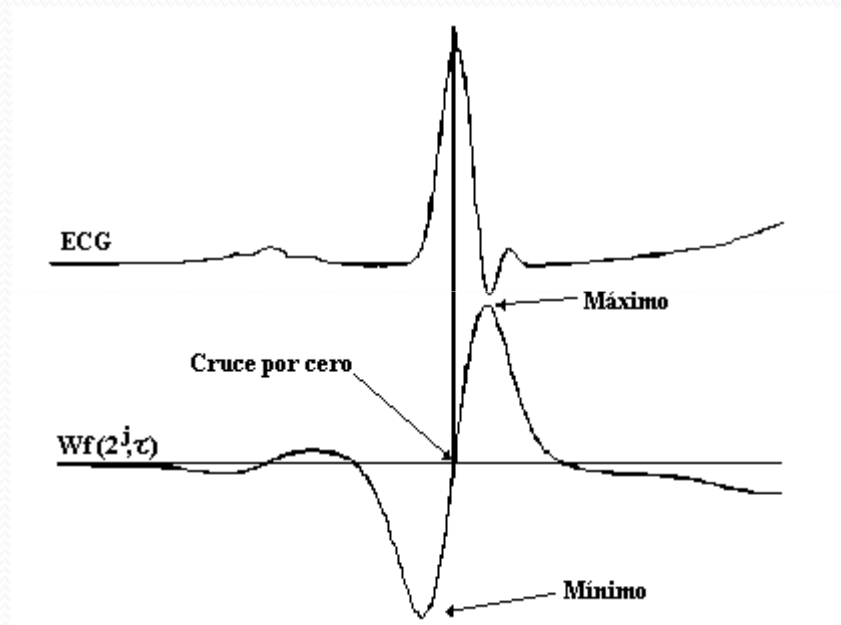
Utilizaremos la base de datos MIT-BIH para tomar las señales que estudiaremos en este trabajo puesto que esta nos brinda una gran cantidad de señales de alta calidad y tienen un diagnóstico ya estudiado.

Se emplea la Wavelet Gaussiana para hallar las ondas debido a que esta se asemeja al complejo QRS y es una señal suave.



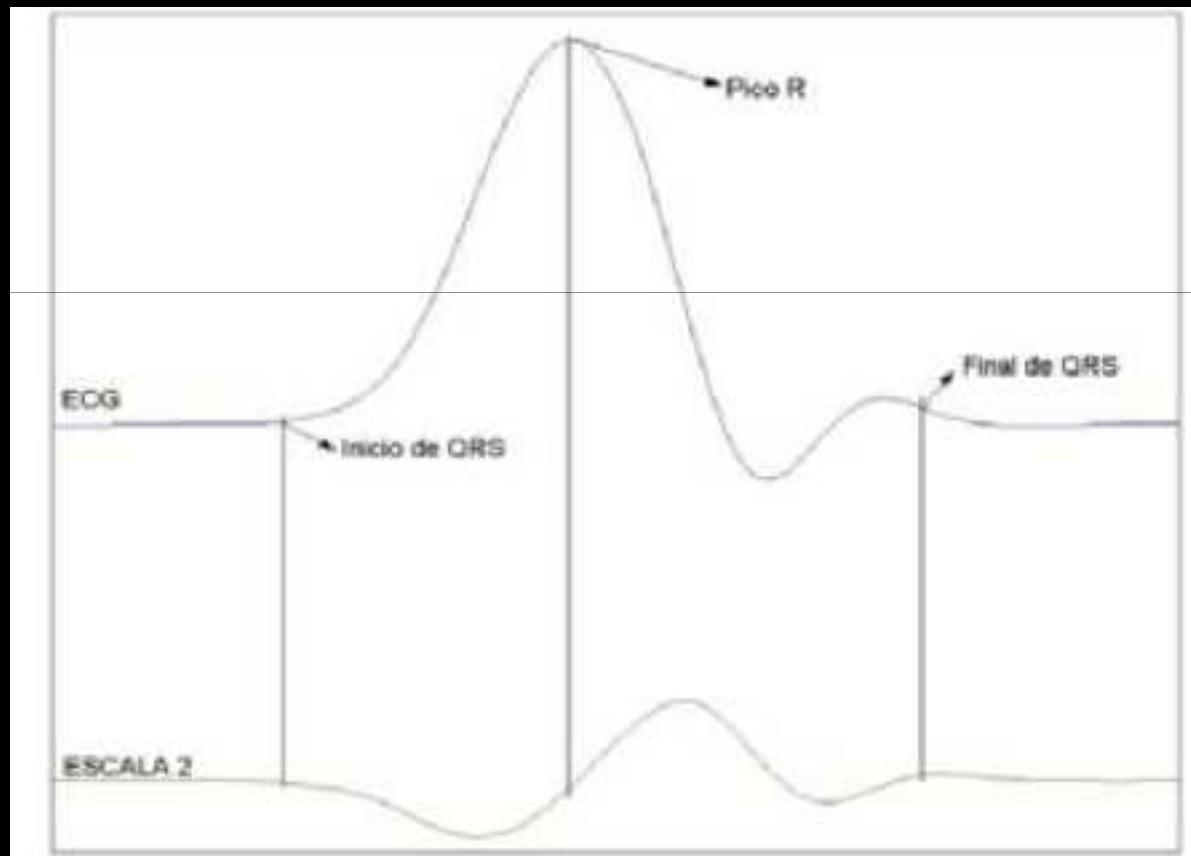
DETECCION DEL COMPLEJO QRS

- DETECCION DEL PICO R



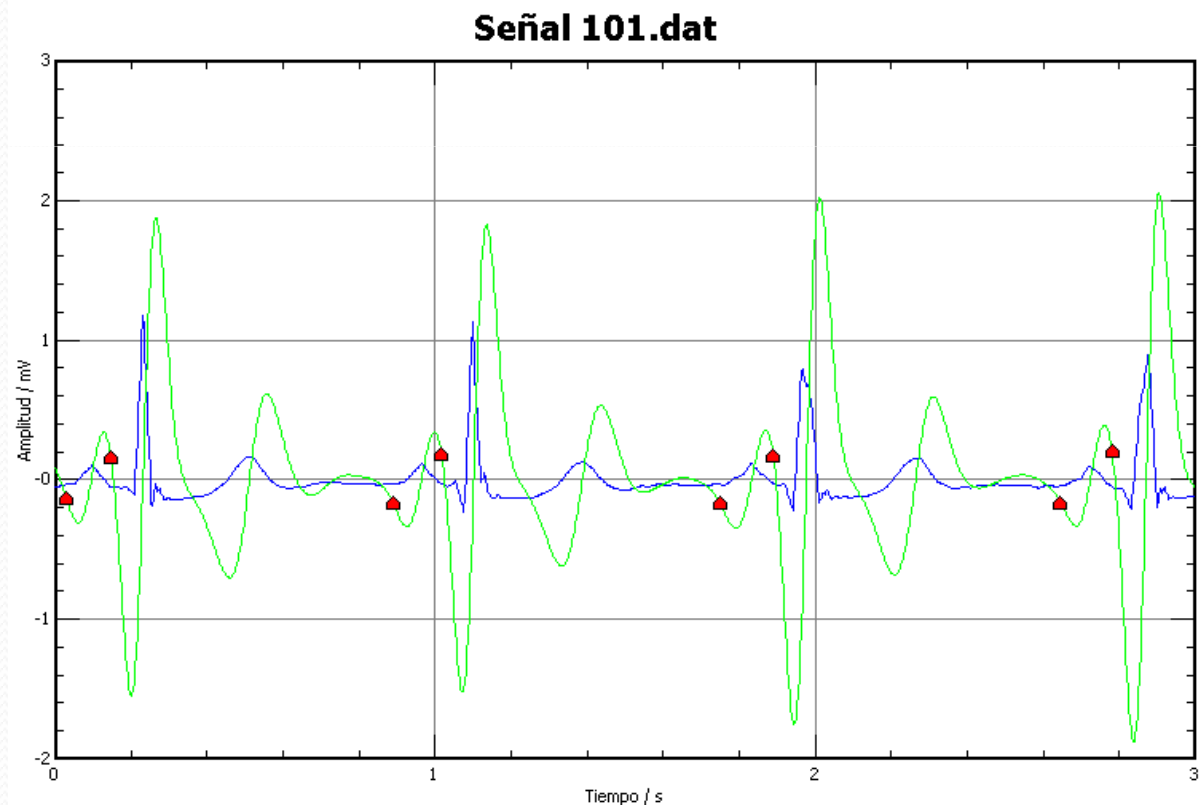
Para evitar contaminación de la señal se utiliza una escala de 2^1 a 2^4 .

- DETECCION DEL INICIO Y FIN DEL QRS



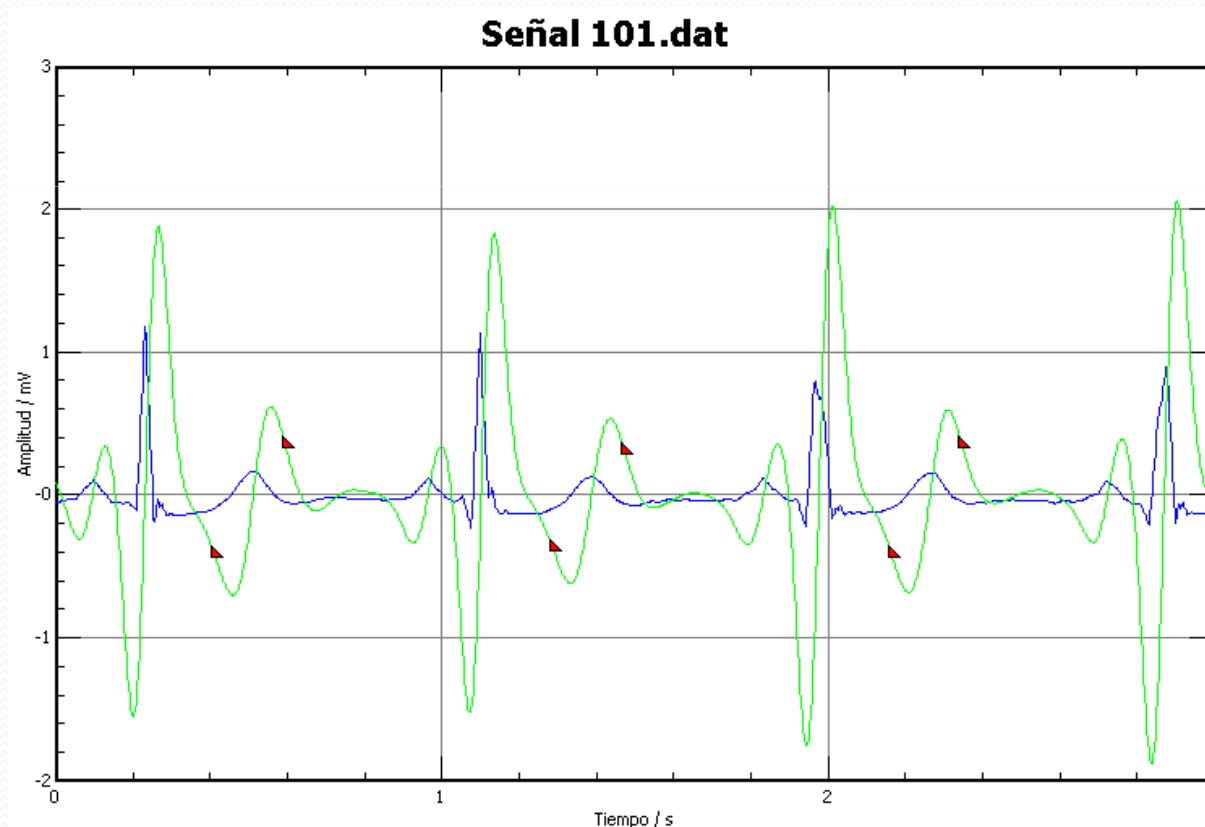
DETECCION DE LAS ONDAS P Y T

- Debido a su pequeña amplitud son ondas de difícil obtención pues su espectro de frecuencia es del rango de los 0.5 a los 10 Hz, por tanto se uso la escala de 2^4 para reducir ruido.



DETECCION DE LAS ONDAS P Y T

- Para detectar la onda T se utilizó el mismo procedimiento de la onda P, con la variante que la ventana de zooms va a la derecha del pico R.



MEDIDA DE DESEMPEÑO EN LA DETECCIÓN DEL ECG

- Para evaluar el algoritmo de detección fueron definidas las siguientes clases de latidos.

TP: (True Positive) latidos correctamente detectados.

FP: (False positive) Picos de la señal que el detecto, tomó como latidos y no lo son.

FN: (False Negative) Latidos que no fueron detectados.

Con estas definiciones se calculan 2 medidas del rendimiento.

- **Valor Predictivo Positivo (+P)**

$$+P = TP / (TP + FP)$$

- **Sensibilidad (S)**

$$S = TP / (TP + FN)$$

MEDIDA DE DESEMPEÑO EN LA DETECCIÓN DEL ECG

TP	FP	FN	+P	+S	DIFERENCIA PROMEDIO (s)
206	0	13	1.0	0.94	0.00417

Al revisar los resultados se observa que el valor predictivo positivo (+P) es 99,9% y la sensibilidad 94% lo cual nos brinda una gran exactitud y efectividad, otro punto a favor de nuestro algoritmo es que en promedio solo se desvía 4 milésimas de segundo del resultado original



ANALISIS DE LA VARIABILIDAD CARDIACA

Para esta sección implementamos un algoritmo clasificador bayesiano lineal, el cual fue entrenado con datos verídicos tomados de la base de datos mit-bih, se analizaron las diferentes arritmias tomando veinte muestras reales al azar de nuestros resultados y comparándolas con los resultados de nuestro clasificador. Los resultados de este proceso son los siguientes:

ANALISIS DE LA VARIABILIDAD CARDIACA

RITMO NORMAL

Para este ritmo se utilizaron 20 muestras de la señal 101

TP	FP	FN	+P	+S	% EXACTITUD
16	0	4	1.0	0.8	80

Los 4 latidos que el programa no reconoció como normales, el clasificador los detectó como bradicardia

BRADICARDIA SINUSAL

Para esta arritmia se utilizaron 20 muestras de la señal
232

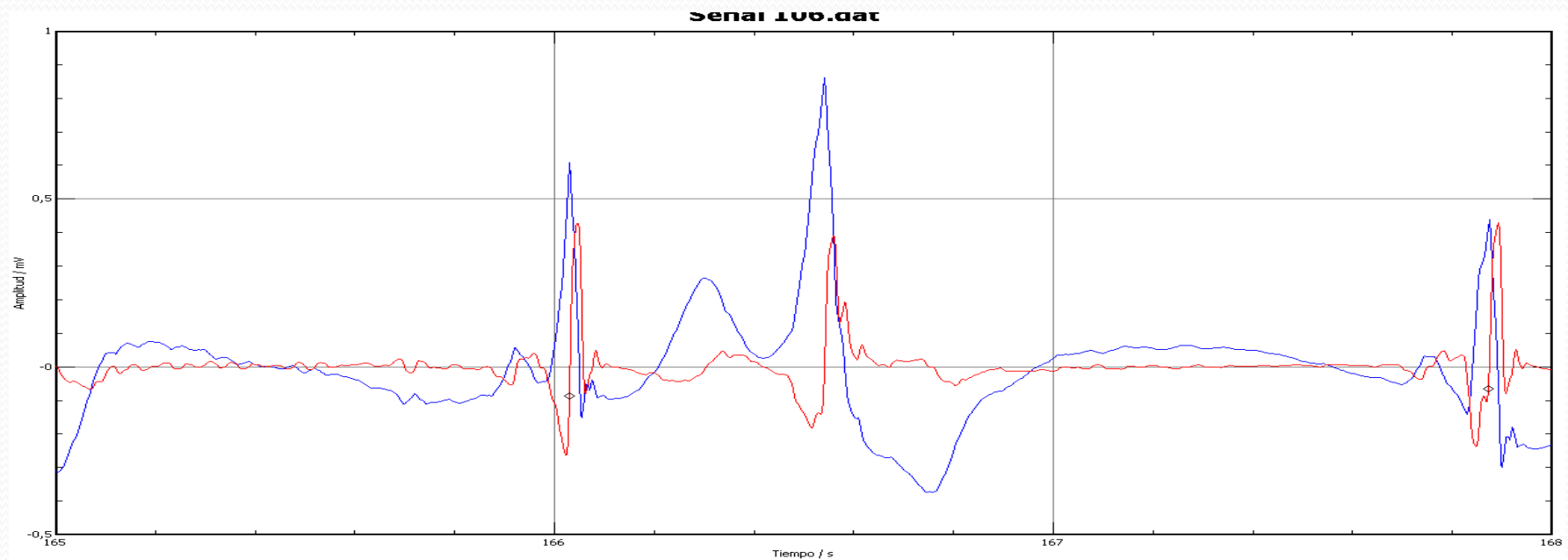
TP	FP	FN	+P	+S	% EXACTITUD
20	0	0	1.0	1.0	99.9

Al observar esto notamos que el algoritmo tiene una exactitud de un 99,9% con respecto a los datos de la base de datos MIT-BIH

BIGEMINY VENTRICULAR

Para esta arritmia se utilizaron 20 muestras de la señal 106

TP	FP	FN	+P	+S	% EXACTITUD
18	0	2	1.0	0.9	90



TRIGEMINY VENTRICULAR

Para esta arritmia se utilizaron 20 muestras de la señal 119

TP	FP	FN	+P	+S	% EXACTITUD
20	0	0	1.0	1.0	99.9

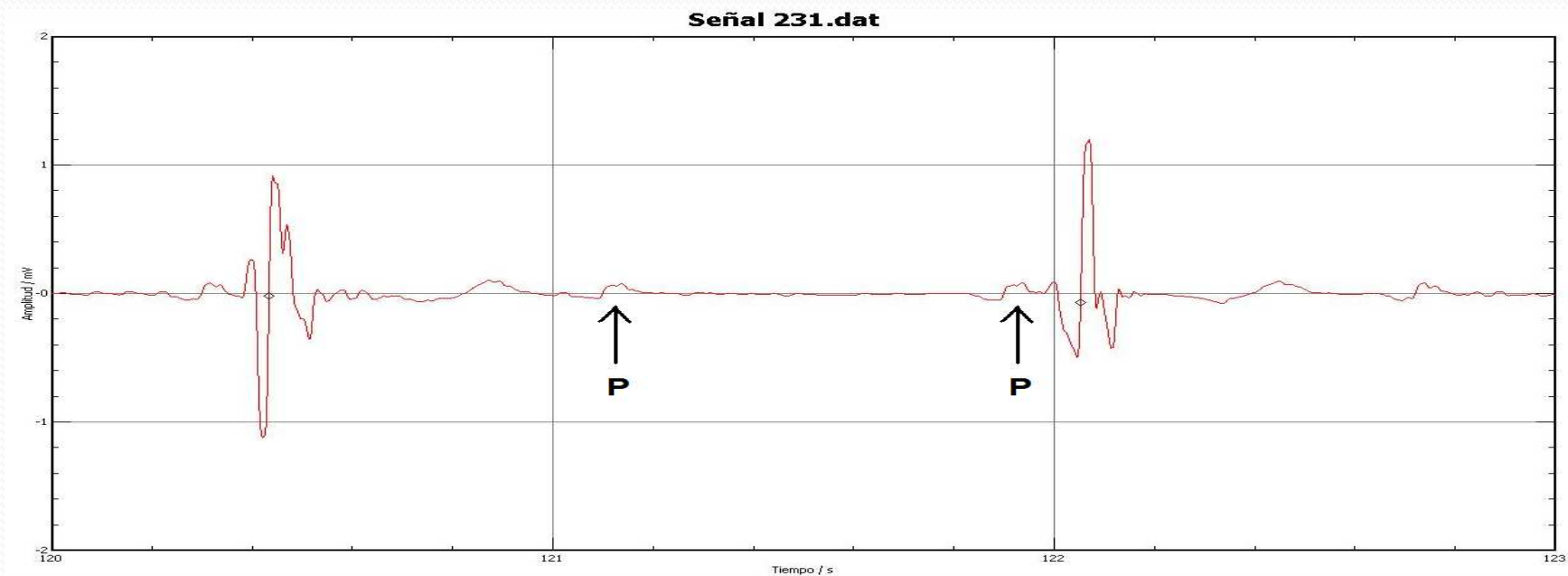
BLOQUEO DE SEGUNDO GRADO

Para esta arritmia se utilizaron 20 muestras de la señal 231

TP	FP	FN	+P	+S	% EXACTITUD
0	0	20	0	0	0

BLOQUEO DE SEGUNDO GRADO VISTO COMO BRADICARDIA

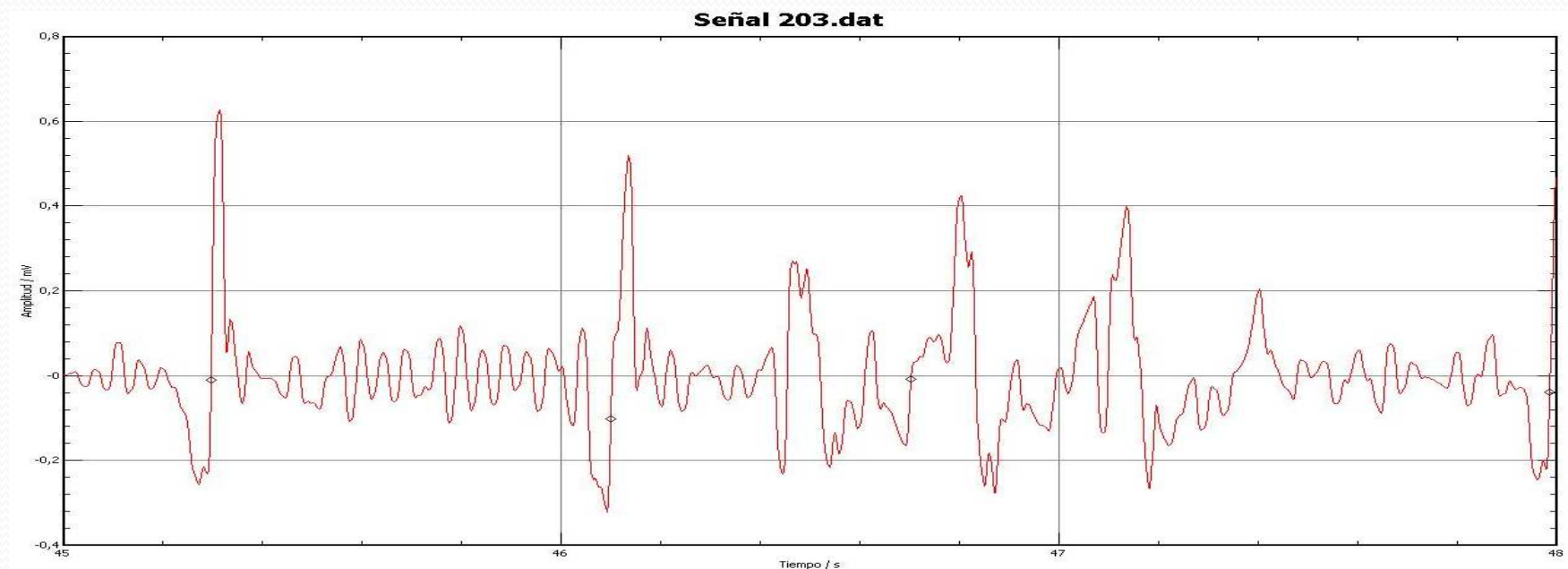
TP	FP	FN	+P	+S	% EXACTITUD
20	0	0	1.0	1.0	99.9



TAQUICARDIA VENTRICULAR

Para esta arritmia se utilizaron 20 muestras de las señales 203 y 205

TP	FP	FN	+P	+S	% EXACTITUD
13	0	7	1.0	0.65	65





VER EL PROGRAMA



CONCLUSIONES

- La creación de nuestro software se realizó en la plataforma java, esto nos trajo ventajas como lo fue crear un programa de buena calidad gráfica y muy fácil de manejar; pero lo más importante es que no se necesita plataformas especiales como Matlab para poderlo ejecutar en cualquier ordenador.
- El programa nos permite realizar cálculos muy grandes y manejar gran cantidad de datos, cada señal estudiada tiene aproximadamente 650.000 muestras las cuales son muy robustas para que un programa como Matlab las pueda manejar.

CONCLUSIONES

- Se detectaron de manera satisfactoria los complejos QRS en la escala 2^1 y las ondas P y T, aunque estas últimas no fueron verificadas ya que la base de datos para arritmias del MIT-BIH, no nos brinda esta opción.
- Algunos complejos QRS son descartados por no cumplir el umbral establecido que tiene como valor el 30% del punto máximo de la señal; lo que pudo causar la reducción de la sensibilidad de 1 a 0,94, este porcentaje hace al algoritmo de un buen desempeño, confiabilidad y precisión.
- La fibrilación ventricular y el flúter ventricular tienen pulsos que no se asemejan en nada a un pulso normal, con lo que nuestro algoritmo Wavelet no lo detecta como pulsos, estos casos el algoritmo los tomaría como bradicardia sinusal

CONCLUSIONES

- Las arritmias como la bradicardia sinusal, el bigeminy ventricular y el trigeminy ventricular, fueron detectadas con éxito con una precisión no menor del 90% en cada una de ellas.
- El bloqueo de segundo grado se detectó en nuestro algoritmo como una bradicardia sinusal debido a que este se presenta en el ECG como una onda P aislada y el software primero debe detectar la onda QRS para de allí proceder a encontrar las ondas P y T de dicho pulso.
- La taquicardia ventricular tiene una baja precisión (60%), esto debido a que las ondas de taquicardia ventricular se presentan muy seguidas y con distintas formas y tamaños por lo que el algoritmo no las considera como complejos QRS y por lo tanto como ondas.



PREGUNTAS
GRACIAS